

Patent & Utility Model Concordance

MENU**SEARCH****NEWS****HELP**

Document Number list

	1	2	3	4	5
Application Number	01-053762(1989)				
Unexamined Publication Number	JP,02-143945,U1 (1990)				
Examined Publication Number	JP,07-041467,Y (1995)				
Registration Number	JP,2125789,Y				

Please choose a Kind code with Display Type.

Kind code Unexamined



Display Type All Pages



* NOTICES *

JP0 and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[A detailed explanation of the device]
"TECHNICAL FIELD"

This design is related with compound bone supplementation material of calcium phosphate.

"Conventional technology and its problem"

Various calcium phosphate system ceramics attract attention as a material excellent in biocompatibility in recent years, several companies already succeed in commercial production, and clinical application is performed briskly. As a manufacturing method of these calcium phosphate system ceramics, After carrying out dry pressing of the end of precursor powder, it is made to sinter, and a method of machining it, and after carrying out dry pressing, a method of machining and sintering or a method of slurring and carrying out the wet compactions (casting, extrusion molding, injection molding, etc.) of the end of precursor powder, and sintering it is taken. These methods are excellent when producing a thing of definite shape in large quantities like structural material ceramics, but they are not suitable for a thing of unfixed shape aiming at supplementation to a lacking part of a biomechanical material, especially a bone.

By the way, although it is said that calcium phosphate other than hydroxyapatite is converted into hydroxyapatite by hydrolysis, After it becomes clear that hydroxyapatite generated under a certain specific condition is stiffened, and it deals in it, Using calcium phosphate powder as an object for dentistry or cement for medical departments using this character is studied briskly (for example, JP, 62-12705, A, JP, 61-161206, A, JP, 59-182263, A, JP, 59-88351, A, etc.).

In the Japanese-Patent-Application-No. No. 332090 [63 to] specification (JP, 6-77598, B), by composite-izing a calcium phosphate system cured body with polysaccharide, these persons were excellent in the moldability and showed clearly that the calcium phosphate system cured body of high intensity can be manufactured. Although it exceeds it of the bone supplementation material which the compressive strength of this cured body is about 50 MPa(s), and is marketed conventionally, an overload is applied, and when it destroys, it should still come apart. Although many several 10-micrometer stomata exist in this cured body, the stoma (several 100 micrometers - several millimeters) validated to anchoring by invasion of an osseous tissue does not exist.

"The purpose of a device"

The purpose of this design is to provide the bone supplementation material which comprises the calcium phosphate system cured body composite material which realizes high intensity-ization, will not come apart even if it destroys, and has a stoma

effective in anchoring by invasion of an osseous tissue.

"Composition of a device"

The bone supplementation material by this design attains high-intensity-izing (preventing scattering at the time of destruction), and porosity-ization by considering it as a complex combining a calcium phosphate system cured body and mesh materials.

That is, the wire rod or textiles from which the compound bone supplementation material of this design constitutes mesh materials is surrounded by the calcium phosphate system cured body. This compound bone supplementation material will be in a porous state.

As mesh materials who use it for this design, there are metal, a product made from a ceramic fiber, nature, or mesh materials made from a synthetic fiber. As metal mesh materials, the mesh materials who comprise the metal of biocompatibility, for example, stainless steel, titanium, a titanium alloy, tantalum, etc. can be used. There are an alumina fiber, carbon fiber, etc. as a ceramic fiber. As nature or mesh materials made from a synthetic fiber, the biocompatibility mesh materials who comprise silk, a kitchen, polylactic acid, polyester, etc. can be used. A difference of mesh materials' eyes can be suitably chosen according to the purpose.

A calcium phosphate system cured body is obtained by carrying out the malaxation of the powder material and the acid aqueous solution containing alpha-tricalcium phosphate and/or phosphoric acid 4 calcium.

Before this mixed material hardens, the compound bone supplementation material of this design can be manufactured by covering mesh materials with mixed material.

Powder material contains alpha-tricalcium phosphate, phosphoric acid 4 calcium, or these mixtures as an essential ingredient.

Although hydroxyapatite or beta-tricalcium phosphate may be further included by the case, it needs for the whole to contain alpha-tricalcium phosphate and/or phosphoric acid 4 calcium 1/3 or more.

A constituent does not fully harden that these ingredients are less than 1/3. Since the intensity of a cured body will be improved if hydroxyapatite or beta-tricalcium phosphate is added, it is preferred to use the powder material containing these. Thoroughly, these powder-material ingredients may not be pure and may contain a small amount of impurities produced during composition.

On the other hand, the acid aqueous solution used as sclerosing solution may dissolve and contain various kinds of inorganic and organic acid. As acid, organic acid, such as inorganic acid, such as phosphoric acid, or acetic acid, lactic acid, citrate, malic acid, malonic acid, succinic acid, glutaric acid, tartaric acid, and polyacrylic acid, is mentioned, for example. These acid is more preferably used 25% of the weight or more as solution of 25 to 55% of the weight of acid concentration. The cured body obtained by mixing that the acid concentration of aqueous acids is less than 25 % of the weight with powder material does not show desired intensity. Since what has mesh materials' rude eyes is used when the wire rod or textiles which constitutes mesh materials manufactures the compound bone supplementation material of the gestalt currently surrounded by the calcium phosphate system cured body, it will flow and fall in mixed material with low viscosity. In order to prevent this, the mixed material which added the thickener to liquids and solutions, raised powder material / liquids-and-solutions ratio, or was written in the Japanese-Patent-Application-No. No. 332090 [63 to] specification (JP,6-

77598,B) is used. It is preferred to use the mixed material especially written in the above-mentioned specification. This mixed material is obtained by kneading the sclerosing solution made to add and dissolve polysaccharide with powder material in the above acid aqueous solutions. As polysaccharide which can be used, a carboxymethyl kitchen, a glycol kitchen, pullulan, pectin, high methoxy-ized pectin, hyaluronic acid, and chitosan are mentioned, and especially chitosan is preferred. "Chitosan" as used herein shall mean the kitchen deacetylated selectively or thoroughly. The degree of substitution in particular of the degree of deacetylation of chitosan, a carboxymethyl kitchen, and a glycol kitchen is not restricted.

sclerosing solution which produces polysaccharide -- a room temperature -- 15 or more cp -- desirable -- 100cp- it dissolves in an acid aqueous solution 20000 cp in quantity which has the viscosity of 500cp - 10000cp still more preferably. If viscosity of sclerosing solution is lower than 15cp, gum-like mixed material which has plasticity will not be obtained.

By using an acid aqueous solution containing polysaccharide as sclerosing solution, powder material can be hardened mildly in a neutral region, and mixed material becomes gum-like, has sufficient plasticity, and can surround mesh materials' wire rod or textiles easily.

A hardening reaction can also be advanced still still more mildly by adding and dissolving one or more sorts in monosaccharide, oligosaccharide, sugar-alcohol, and polyhydric alcohol further into polysaccharide content sclerosing solution.

As monosaccharide, glucose, fructose, etc. are mentioned, for example, it is independent, or these can be mixed and used. As oligosaccharide, saccharose, malt sugar, lactose, raffinose, etc. are mentioned, for example, it is independent, or these can be mixed and used. As sugar-alcohol, sorbitol, mannite, xylitol, etc. are mentioned, for example, it is independent, or these can be mixed and used. As polyhydric alcohol, glycol (for example, ethylene glycol), glycerin, etc. are mentioned, for example, it is independent, or these can be mixed and used. Monosaccharide, oligosaccharide, sugar-alcohol, and polyhydric alcohol may be used combining independent or two or more sorts.

If at least one sort in monosaccharide, oligosaccharide, sugar-alcohol, and polyhydric alcohol is used, Also when a mixture with the powder material which has high activity, for example, alpha-tricalcium phosphate, and phosphoric acid 4 calcium, and the mixture (manufactured by a pyrolysis) of alpha-tricalcium phosphate and hydroxyapatite are used, the hardening reaction can fully advance mildly.

The total concentration of the monosaccharide in sclerosing solution, oligosaccharide, sugar-alcohol, and polyhydric alcohol is about 10 to 30 % of the weight more preferably about five to 40% of the weight. If the concentration of these addition exceeds about 40 % of the weight, it will become difficult to dissolve these additives in an acid aqueous solution.

As for the ratio [as opposed to sclerosing solution for the powder material and sclerosing solution which were prepared as mentioned above] of powder material, it is preferred about 0.4-2.7 and to knead so that it may be more preferably set to about 0.4-2.0 at a weight ratio. When the intensity of the cured body obtained since there is little solid content as the ratio of powder material to sclerosing solution is less than about 0.4 becomes weak and exceeds about 2.7 on the other hand, it is because the uniform malaxation of powder material and sclerosing solution becomes difficult.

When the mesh which comprises materials which bear calcination temperature, such as a ceramic fiber and tantalum, is used, it can calcinate further and a mechanical strength can also be improved, after composite-izing with a cured body. In this case, the sintered compact obtained eventually can also be made into porosity by calcinating that complex, or mixing the particles by which decomposition removal is carried out with heating, such as polystyrene beads, and carrying out pyrolysis removal of this using the mixed material which added the foaming agent, for example, hydrogen peroxide.

"An example of a device"

Next, this design is further explained about an embodiment shown in a drawing. It is a sectional view of compound bone supplementation material which showed Drawing 1 in a top view of compound bone supplementation material of a calcium phosphate system cured body as a reference example, and showed Drawing 2 in Drawing 1. In this compound bone supplementation material, the mesh materials 2 are embedded in the calcium phosphate system cured body 1. In this compound bone supplementation material, even if the calcium phosphate system cured body 1 is porosity, that pore diameter is usually several 10 micrometers, and is not sufficient size for an osseous tissue to invade and produce effective anchoring. Then, as shown in Drawing 3, when a wire rod or textiles which constitutes the mesh materials 4 considers it as a gestalt currently surrounded by the calcium phosphate system cured body 3 using the mesh materials 4 with rude eyes, If the hole 5 of a suitable size is formed, many holes 5 of a pore diameter effective in anchoring by invasion of an osseous tissue can be made to exist, and porosity compound bone supplementation material can be obtained.

Made example 1 phosphoric acid aqueous solution and calcium hydroxide suspension react by a publicly known method, it was made to dry, and hydroxyapatite powder was obtained. This hydroxyapatite powder was calcinated by the temperature of 1200 **, and pressure 1.3×10^{-4} Pa for 1 hour, and the mixture of alpha-tricalcium phosphate and phosphoric acid 4 calcium was obtained. The mixture of this alpha-tricalcium phosphate and phosphoric acid 4 calcium is made into powder material, When the malaxation of 2 g of this powder material and the liquids and solutions 1g which dissolved 0.1 g of chitosan (trade name flow Nac N, Republican Oil and fat industry make) and the saccharose 3g in the aqueous-citric-acid solution 10g 40% was carried out, it became chewing gum-like mixed material with plasticity. This was divided into a large number, the metal wire which constitutes the mesh made from stainless steel (about 7 mm x 7 mm of openings) was covered and stiffened, and the porous compound bone supplementation material of calcium phosphate system cured body-metal was obtained.

"The effect of a device"

The compound bone supplementation material of the calcium phosphate system cured body by this design has high intensity, and even if a cured body should break, it does not come apart. It can be considered as the porous compound bone supplementation material which has many holes which have an aperture effective in anchoring by invasion of an osseous tissue by considering it as the gestalt which surrounded mesh materials' wire rod or textiles by the cured body. The thing using nature or a synthetic fiber as a meshed material does not cause halation in the case of CT photography, but enables exact diagnosis.

[Translation done.]

* NOTICES *

JP0 and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

- 1.This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
- 2.**** shows the word which can not be translated.
- 3.In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS


[The scope of a claim for utility model registration]

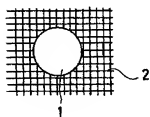
[Claim 1]Compound bone supplementation material of a calcium phosphate system cured body, wherein a wire rod or textiles which constitutes mesh materials is surrounded by a calcium phosphate system cured body.

[Claim 2]Compound bone supplementation material of the calcium phosphate system cured body according to claim 1 which mesh materials' hole remains as a hole and serves as porosity.

[Claim 3]Compound bone supplementation material of the calcium phosphate system cured body according to claim 1 or 2 which is a thing of a product [mesh materials] made from metal, a ceramic fiber, nature, or a synthetic fiber.

[Translation done.]

Drawing selection Drawing 1 



[Translation done.]

公開実用平成 2-143945

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 実用新案出願公開

⑫ 公開実用新案公報(U) 平2-143945

⑬ Int. Cl. ⁵

A 61 L 25/00
27/00

識別記号

Z
F
J

庁内整理番号

6971-4C
6971-4C
6971-4C

⑭ 公開 平成 2 年(1990)12 月 6 日

審査請求 未請求 請求項の数 4 (全 頁)

⑮ 考案の名称 リン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材

⑯ 実 願 平1-53762

⑯ 出 願 平1(1989)5月10日

⑰ 考 案 者 小 松 貞 男 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社
内

⑰ 考 案 者 石 綱 正 夫 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社
内

⑰ 考 案 者 澄 田 政 哉 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学工業株式会社
内

⑱ 出 願 人 旭光学工業株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号

⑲ 代 理 人 弁理士 三 浦 邦 夫



明 細 書

1. 考案の名称

リン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材

2. 実用新案登録請求の範囲

1. リン酸カルシウム系硬化体とメッシュ材から成ることを特徴とするリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材。

2. リン酸カルシウム系硬化体の中にメッシュ材が埋め込まれている請求項1記載のリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材。

3. メッシュ材を構成する線材又は繊維がリン酸カルシウム系硬化体で包囲されている請求項1記載のリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材。

4. メッシュ材が金属製、セラミックスファイバー製又は天然若しくは合成繊維製のものである請求項1、2又は3記載のリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材。

3. 考案の詳細な説明

「利用分野」

本考案は、リン酸カルシウムの複合骨補填材に



関する。

「従来技術及びその問題点」

近年、種々のリン酸カルシウム系セラミックスが生体適合性に優れた材料として注目されており、既に数社が製品化に成功し、盛んに臨床応用が行われている。これらのリン酸カルシウム系セラミックスの製造方法としては、原料粉末を乾式成形した後、焼結させ、機械加工する方法、乾式成形した後、機械加工し、焼結する方法、あるいは原料粉末をスラリー化して湿式成形（鑄造成形、押出成形、射出成形など）し、焼結する方法がとられている。これらの方法は、構造材料セラミックスのように一定形状のものを大量に生産する場合には、優れているが、生体材料、特に骨の欠損部への補填を目的とした不定形状のものには適していない。

ところで、ハイドロキシアパタイト以外のリン酸カルシウムは、加水分解によりハイドロキシアパタイトに転化されると言われているが、ある特定条件下においては、生成したハイドロキシアパ

イトを硬化させうることが判明してから、この性質を利用して歯科用あるいは医科用セメントとしてリン酸カルシウム粉末を用いることが盛んに研究されている（例えば、特開昭62-12705号、特開昭61-161206号、特開昭59-182263号、特開昭59-88351号公報等）。

本考案者らは、特願昭63-332090号明細書において、リン酸カルシウム系硬化体を多糖類と複合化することによって成形性に優れ、高強度のリン酸カルシウム系硬化体を製造できることを明らかにした。この硬化体の圧縮強度は約50 MPaであり、従来市販されている骨補填材のそれを上回るものであるが、それでも万一過負荷がかかり、破壊した場合、ばらばらになってしまう。また、この硬化体には、数10 μ mの気孔が多数存在しているが、骨組織の侵入によるアンカリングに有効であるとされている数mmの気孔は存在していない。

「考案の目的」



本考案の目的は、高強度化を実現し、仮に破壊したとしてもばらばらにならず、また、骨組織の侵入によるアンカリングに有効な気孔を持つリン酸カルシウム系硬化体複合材料から成る骨補填材を提供することにある。

「考案の構成」

本考案によるリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材は、リン酸カルシウム系硬化体とメッシュ材から成ることを特徴とする。

すなわち、本考案による骨補填材は、リン酸カルシウム系硬化体とメッシュ材を組み合わせることで複合体とすることによって高強度化（破壊時の飛散防止）と多孔質化を図ったものである。

この複合骨補填材は、リン酸カルシウム系硬化体の中にメッシュ材が埋め込まれている形態又はメッシュ材を構成する線材又は繊維がリン酸カルシウム系硬化体で包囲されている形態であってよい。後者の形態の場合、複合骨補填材は多孔質の状態となる。

本考案に使用するメッシュ材としては、金属製、

セラミックスファイバー製又は天然若しくは合成繊維製メッシュ材がある。金属製メッシュ材としては、生体適合性の金属、例えばステンレス鋼、チタン、チタン合金、タンタルなどから成るメッシュ材を使用することができる。セラミックスファイバーとしては、アルミナ繊維、炭素繊維などがある。また、天然又は合成繊維製メッシュ材としては、絹、キチン、ポリ乳酸、ポリエステルなどから成る生体適合性メッシュ材を使用することができる。メッシュ材の目の開きは、目的に応じて適宜選択することができる。

また、リン酸カルシウム系硬化体は、 α -リン酸三カルシウム及び／又はリン酸四カルシウムを含む粉剤と酸水溶液とを練和することによって得られるものであり、この練和物が硬化する前に練和物中にメッシュ材を埋め込むか又はメッシュ材を練和物でくるむことによって本考案の複合骨補填材を製造することができる。

粉剤は、 α -リン酸三カルシウム若しくはリン酸四カルシウム又はこれらの混合物を必須成分と



して含むものであり、場合によりさらにハイドロキシアパタイトあるいは β -リン酸三カルシウムを含んでいてもよいが、 α -リン酸三カルシウム及び／又はリン酸四カルシウムを全体の $1/3$ 以上含むことを必要とする。これらの成分が $1/3$ 未満であると、組成物が十分に硬化しない。ハイドロキシアパタイトあるいは β -リン酸三カルシウムを添加すると、硬化体の強度が改善されるため、これらを含む粉剤を用いるのが好ましい。また、これらの粉剤成分は、完全には純粋でなくともよく、合成中に生じた少量の不純物を含んでいてもよい。

一方、硬化液として使用する酸水溶液は、無機及び有機の各種の酸を溶解して含むものであってよい。酸としては、例えばリン酸などの無機酸、又は酢酸、乳酸、クエン酸、リンゴ酸、マロン酸、コハク酸、グルタル酸、酒石酸、ポリアクリル酸などの有機酸が挙げられる。これらの酸を好ましくは 25 重量%以上、より好ましくは $25 \sim 55$ 重量%の酸濃度の水溶液として用いる。酸性水溶



液の酸濃度が25重量%未満であると、粉剤と混合することによって得られる硬化体が所望の強度を示さない。

メッシュ材を構成する線材又は繊維がリン酸カルシウム系硬化体で包囲されている形態の複合骨補填材を製造する場合には、メッシュ材の目が荒いものを用いるので、粘度の低い練和物では流れ落ちてしまう。これを防止するには、液剤に増粘剤を添加するか、粉剤／液剤比を上げるか、あるいは特願昭63-332090号明細書に記載した練和物を用いる。特に、上記明細書に記載した練和物を用いるのが好ましい。この練和物は、前記のような酸水溶液中に多糖類を添加・溶解させた硬化液を粉剤と混練することによって得られる。使用しうる多糖類としては、カルボキシメチルキチン、グリコールキチン、プルラン、ペクチン、高メトキシ化ペクチン、ヒアルロン酸及びキトサンが挙げられ、特にキトサンが好ましい。本明細書において、「キトサン」とは、部分的又は完全に脱アセチル化されたキチンを意味するものとす

る。キトサンの脱アセチル化度及びカルボキシメチルキチン及びグリコールキチンの置換度は、特に制限されない。

多糖類は、生じる硬化液が室温で15 cp以上、好ましくは100 cp～20000 cp、さらに好ましくは500 cp～10000 cpの粘度を有するような量で酸水溶液に溶解する。硬化液の粘度が15 cpより低いと、展延性を有するガム状練和物が得られない。

多糖類を含有する酸水溶液を硬化液として用いることにより、粉剤は中性領域で穏和に硬化することができ、練和物は、ガム状となり、充分な展延性を有し、メッシュ材の線材又は繊維を容易に包囲することができる。

多糖類含有硬化液中にさらに単糖類、少糖類、糖アルコール及び多価アルコールのうちの1種以上を添加・溶解することによって、硬化反応をなお一層穏和に進行させることもできる。

単糖類としては、例えばグルコース、フルクトース等が挙げられ、これらを単独で又は混合して

使用することができる。少糖類としては、例えばサッカロース、マルトース、ラクトース、ラフィノース等が挙げられ、これらを単独で又は混合して用いることができる。また、糖アルコールとしては、例えばソルビット、マンニット、キシリット等が挙げられ、これらを単独で又は混合して用いることができる。また、多価アルコールとしては、例えばグリコール（例えばエチレングリコール）、グリセリン等が挙げられ、これらを単独で又は混合して用いることができる。単糖類、少糖類、糖アルコール及び多価アルコールを単独で又は複數種を組み合わせて用いてもよい。

単糖類、少糖類、糖アルコール及び多価アルコールのうちの少なくとも1種を使用すると、高い活性を有する粉剤、例えば α -リン酸三カルシウムとリン酸四カルシウムとの混合物及び α -リン酸三カルシウムとハイドロキシアパタイトとの混合物（熱分解により製造される）を使用した場合にも、硬化反応は、穏和に充分に進行することができる。

硬化液中の単糖類、少糖類、糖アルコール及び多価アルコールの総濃度は、好ましくは約 5 ～ 40 重量%、より好ましくは約 10 ～ 30 重量%である。これらの添加物の濃度が約 40 重量%を超えると、これらの添加物が酸水溶液に溶解しにくくなる。

上記のようにして調製された粉剤と硬化液とを、硬化液に対する粉剤の比が重量比で約 0.4 ～ 2.7、より好ましくは約 0.4 ～ 2.0 となるように混練することが好ましい。硬化液に対する粉剤の比が約 0.4 未満であると、固形分が少ないため、得られる硬化体の強度が弱くなり、一方、約 2.7 を超えると、粉剤と硬化液の均一な練和が困難となるためである。

セラミックスファイバーやタンタル等、焼成温度に耐える材料から成るメッシュを用いた場合には、硬化体と複合化した後にさらに焼成して機械的強度を改良することもできる。この場合には、発泡剤、例えば過酸化水素を添加した練和物を用い、その複合体を焼成するか又はポリスチレンビ



ーズなど、加熱により分解除去される粒子を混合しておき、これを熱分解除去することによって、最終的に得られる硬化体を多孔性とすることもできる。

「考案の実施例」

次に、図面に示した実施態様について本考案をさらに説明する。

第1図は本考案の一実施態様を示すリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材の平面図、第2図は第1図に示した複合骨補填材の断面図である。この実施態様においては、リン酸カルシウム系硬化体1の中にメッシュ材2が埋め込まれている。この複合骨補填材では、リン酸カルシウム系硬化体1が多孔質であっても、その気孔径は通常2～2000 μm であり、骨組織が侵入して有効なアンカリングを生じるのに十分な大きさではない。

そこで、第3図に示したように、目の荒いメッシュ材4を用い、そのメッシュ材4を構成する線材又は繊維がリン酸カルシウム系硬化体3で包囲されている形態とすることにより、適切な大きさ



の孔 5 を形成すれば、骨組織の侵入によるアンカリングに有効な気孔径の孔 5 を多数存在させることができ、多孔質複合骨補填材を得ることができる。

実施例 1

リン酸水溶液と水酸化カルシウム懸濁液を公知の方法で反応させ、乾燥させてハイドロキシアパタイト粉末を得た。このハイドロキシアパタイト粉末を温度 1200°C 、圧力 $1.3 \times 10^{-4} \text{ Pa}$ で 1 時間焼成し、 α -リン酸三カルシウムとリン酸四カルシウムの混合物を得た。この α -リン酸三カルシウムとリン酸四カルシウムの混合物を粉剤とし、この粉剤 2 g と 40 % クエン酸水溶液 10 g にキトサン（商品名フローナック N、共和油脂工業製）0.1 g とサッカロース 3 g を溶解した液剤 1 g を練和したところ、展延性のあるチューイングガム状練和物となった。これを二分割してステンレス鋼製メッシュ（開口部約 $0.5 \text{ mm} \times 0.5 \text{ mm}$ ）を上下から挟み込み硬化させてリン酸カルシウム系硬化体—金属複合骨補填材を得た。

実施例 2

実施例 1 と同様な方法で練和物を作成した。これを多数に分割し、ステンレス鋼製メッシュ（開口部約 $7\text{ mm} \times 7\text{ mm}$ ）を構成する金属線をくるみ、硬化させてリン酸カルシウム系硬化体—金属の多孔性複合骨補填材を得た。

「考案の効果」

本考案によるリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材は、高い強度を有し、万一、硬化体が破壊してもばらばらにならない。また、メッシュ材の線材又は繊維を硬化体で包囲した形態とすることにより、骨組織の侵入によるアンカリングに有効な孔径を有する孔を多数有する多孔性複合骨補填材とすることができる。

さらに、メッシュ材料として、天然又は合成繊維を用いたものは、CT撮影の際にハレーションを起こさず、正確な診断を可能とする。

4. 図面の簡単な説明

第 1 図は本考案の一実施態様を示すリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材の平面図、第 2 図



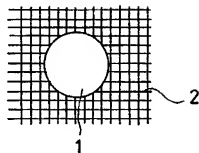
は第1図の複合骨補填材の断面図、第3図は本考案の別の実施態様を示すリン酸カルシウム系硬化体の複合骨補填材の平面図である。

符号の説明

1, 3・・・リン酸カルシウム系硬化体、2,
4・・・メッシュ材、5・・・孔

特許出願人 旭光学工業株式会社

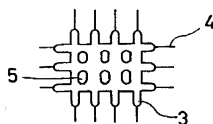
代理人 弁理士 三浦邦夫



第 1 図



第 2 図



第 3 図

573

実開2-143945

実用新案登録出願人 旭光学工業株式会社
同代理人 三浦邦夫